

PROTHESE COMPRENANT UN CORPS TUBULAIRE DILATABLE OU CONTRACTABLE ET SON PRECEDE D'IMPLANTATION.

Publication number: JP59500652 (T)

Publication date: 1984-04-19

Inventor(s): UARUSUTEN HANSU IUAARU

Applicant(s): MEDANUAN SA

Classification:





















- international: **A61F2/01; A61F2/04; A61F2/06; A61F2/84; A61F2/90; A61F2/01; A61F2/04; A61F2/06; A61F2/82; (IPC1-7): A61F1/00**

- European: **A61F2/01; A61F2/06P; A61F2/84B; A61F2/90; D04C1/06**

Application number: JP19830501558 19830411

Priority number(s): SE19820002739 19820430

Also published as:

 JP4047575 (B)
 BE896616 (A1)
 US4655771 (A)
 US4954126 (A)
 WO8303752 (A1)
 SE8202739 (A)
 SE445884 (B)
 NL8320142 (A)
 NL192600 (C)
 IT1169405 (B)
 GB2135585 (A)
 FR2525896 (A1)
 DK605483 (A)
 DK159368 (B)
 DK159368 (B3)
 DE3342798 (T)
 DE3342798 (C2)
 CH662051 (A5)
 CA1239755 (A1)
 AU1518683 (A)

<< less

Abstract not available for JP 59500652 (T)

Data supplied from the *espacenet* database — Worldwide

⑬ 日本国特許庁 (JP)
 ⑭ 公表特許公報 (A)

⑮ 特許出願公表
 昭59-500652

⑯ Int. Cl.³
 A 61 F 1/00

識別記号
 1 0 1

庁内整理番号
 7916-4C

⑰ 公表 昭和59年(1984)4月19日

部 門 (区 分) 1(2)
 審 査 請 求 未請求
 予備審査請求 未請求
 (全 10 頁)

⑱ 伸縮可能な管状本体を備えた人工器官

⑲ 特 願 昭58-501556
 ⑳ 出 願 昭58(1983)4月11日
 ㉑ 翻訳文提出日 昭58(1983)12月27日
 ㉒ 国際出願 PCT/SE83/00131
 ㉓ 国際公開番号 WO 83/03752
 ㉔ 国際公開日 昭58(1983)11月10日
 ㉕ 優先権主張 ㉖ 1982年4月30日 ㉗ スウェーデン(SE)
 ㉘ 202739-2

㉙ 発 明 者 ヴァルステン・ハンス・イヴァール
 スイス国ツエーハー1141デネンス・ヴ
 イラプレーブワゼ(番地なし)
 ㉚ 出 願 人 ヴァルステン・ハンス・イヴァール
 スイス国ツエーハー1141デネンス・ヴ
 イラプレーブワゼ(番地なし)
 ㉛ 代 理 人 弁理士 山下白
 ㉜ 指 定 国 AT, AU, BR, CH, DE, DK, FI,
 GE, JP, LU, NL, NO, SU, US

特

請 求 の 範 囲

1. 本体の両端部を相互に相対して軸線方向に移動させることにより変形する直径を有しかつ複数の部々(2, 3等、2a, 3a等)から形成された可撓性の管状本体(1)を備えた経体内管腔的移植のための人工器官であつて、前記可撓性のスレッド要素の各々が共通軸線としての管状本体の中心線に対して螺旋形に延び、前記螺旋形の要素(2, 3等)が同一方向の巻きを有しかつ相互に相対して軸線方向に変位せしめられかつ同様に相互に相対して軸線方向に位置せしめられかつ反対方向の巻きを有する複数の要素(2a, 3a等)と交叉する、経体内管腔的移植のための人工器官。
2. 交叉する要素の間の軸線方向に対して形成される角度が約60°よりも大きく、そして好ましくは鋭角である請求の範囲第1項に記載の人工器官。
3. 交叉する要素(2, 3等、2a, 3a等)が管状本体に安定性を与えるように組みひも螺旋型に配列されている請求の範囲第1項または第2項のいずれか1項に記載の人工器官。
4. 管状本体の要素(2, 3等、2a, 3a等)の数がnであり、nが少なくとも1以上であることを特徴とする請求の範囲第1項、第2項または第3項のいずれか1項に記載の人工器官。
5. 各々の巻き方向の要素の数がn/2であることを特徴

特

とする請求の範囲第4項に記載の人工器官。

6. 管状本体が該管状本体と同一空間に広がる例えばバンド(11)または弾性を有しかつ好ましくは多孔性の膜のようも弾性部材により半径方向に拡張した位置を占めるように構成され、前記膜が管状本体のマントル面に沿つて軸線方向に延びかつ管状本体に偏荷力を作用させて管状本体を軸線方向に圧縮することを特徴とする請求の範囲第1項から第5項までのいずれか1項に記載の人工器官。
7. 管状本体がスレッド要素を交叉点において相互に取りつけてあるために本来半径方向に拡張した位置を占める傾向を有していることを特徴とする請求の範囲第1項から第5項までのいずれか1項に記載の人工器官。
8. 管状本体の長さの主要部分に沿つて管状本体と同一空間に広がる多孔性材料の膜を備えていることを特徴とする請求の範囲第1項から第5項までのいずれか1項に記載の人工器官。
9. 管状本体(13)がその少くとも一方の端部において図2を参照するように設計されそれにより適用されたと見做すフィルムとして作用することを特徴とする請求の範囲第1項から第5項までのいずれか1項に記載の人工器官。
10. 前記部材または膜が好ましくはセグメントポリウレタンからなる多孔性材料で構成されていることを特徴とする請求の範囲第6項または第8項のいずれか1項

其記載の人工器也。

11. 血管用グラフトとして使用するための請求の範囲第 1 項から第 10 項までのいずれか 1 項に記載の人工血管。
12. 請求の範囲第 1 項から第 11 項までのいずれか 1 項に記載の人工血管をその管状本体を収縮させた状態で管道の中の一つの位置に導入し、該人工血管を管道の別の位置に管体内管路的に移送し、管状本体を管道の内部で前記その他の位置において拡張させて管状本体を前記その他の位置で自己固定させることを包含する血管内の人工血管の経体内管路的移植方法。
13. 血管とれていない状態における人工血管の直径を前記その他の位置に於ける管道の内径よりも若干大きく選択して管道の内径に列して人工血管の内径を与える工程を含む請求の範囲第 1 項に記載の方法。

95 96 97

器 明 の 名 辭

伸縮可能な管状本体を備えた人工器官

按 務 分 野

本發明は座席である船舶または空を飛んでいる人間の体の列又は血管またはある接近した幾何所の一部の内臓に適用しては、付その一部分と置き換えることができる人工器官に関する。この人工器官は可撓性の管状本体を備えてあり、その管状本体の直截に増減することのできるようになってゐる。本發明は血管、気管またはそれらに類似の部分のための拡張自動膨脹人工器官により機械的または体内管腔的移動のために特に有用である。本發明の義足により、損傷した血管またはその他の器官の内臓は人工組織により膨張することのできる。

外科手術およびその他の医療技術においては、所定位置に張ることが出来る管または溝（トラクト）を支持するとその機能とする例えは、尿管、膀胱、またはその他の鄰近し難い箇所に関連を併入して拡張することとが第4必要である。

本発明による装置は、尤多くの場合に使用することができ、そしてその例としては、ある移動の骨の組織によりもたせられる英を成型の懸架器またはその反対に血管の収縮を伴う拡張器への使用を挙げることが出来る。従つて、本発明はさらに特定の例には腎臓組織の置き支障なく固いた状態に保持し、無傷な骨の管の縫合部分を防止

(2)

た、内部の管腔の病理学的な肥大症および拡張部分を排除した後は気管支を安定化させるために使用すると考へてゐる。本発明による装置はまた例えば肺動脈瘤を閉止するため以下大野氏に適用することにより血圧のフールタとして作用するように設計することができる。本発明は体内の血管またはその他の管状組織の管に適用するため例えはグラフトのような人工器官として肺に好適に使用される。しかしながら、本発明が上述した用途に限定されるものではなく、前述した用途に準じて適用例として考へなければならぬことを考へ得べきである。

参考文献

米国特許第2,060,986号明細書には、例えば度留の中に挿入後に振動可能な圧置が記載されている。この装置の作用部分はいわゆる「記憶機能」を有する金属合金すなわち加熱されたときにその初期の形状にもどる材料を使用することによって整っている。この先行技術においては、この材料の加熱は電気加熱により行われ、圧置は関係部分に挿入される。しかしながら、この加熱の技術は電気抵抗による加熱が加熱中に換換されることがありうる周知の感変性が高い組織に便達して超えなければならぬという基本的な不利点を有している。この米国特許明細書と第2,427,481号特許(参照)には度留中の圧置を挿入するときにその周囲の液が冷却媒体として作用することが述べられておりこれは事実である。しかしながら、前述は予加加熱されたときに逆ましくない原因を生ずる。

(3)

熱性物質である。

猪羽の製法

本発明の目的は既知の技術の欠点をなくした半徑方向に伸縮可能な人工皮膚を提供することである。

本条明は可搬送の管状本体を備え、該管状本体の遠径を該管状の複層を組立に相対して軸線方向に移動することにより変更できる人工管荷重を使用するものと基づいている。好ましい一実施形態においては管状本体はそれぞれ自体で半徑方向に拡張した位置を占める。管状本体が螺旋管状状態に保たれたいとき、半徑方向の外力は全く作用しない。この管状本体は複数個の個々の円錐的もしくは可逆性のスレッド (thread) 要素からなり、前記スレッド要素の個々は共通軸線としての管状本体の中心線に關して螺旋形に延びている。複層個の要素が同じ方向に巻かれしかる軸線方向に互いに反対して旋進させられている。螺旋個の同じ方向に巻かれたい要素は同様に螺旋方向に互いに旋進せしめられておられしかる反対方向に巻かれた螺旋個のスレッド要素を適切なときに取出す。

所望の構造を得るために、交互要素間の軸線方向に向いた角度は好適には約 30° よりも大きく、そして、鈍角、すなわち約 90° よりも大角いことが好ましい。管状本体のこの状態は伸張方向に施荷されてはいない状態をさしている。

交叉スレッド構造を、種の錯雑された形態に形成する
ように配置することが多し、その隣組されな形態は

(4)

所望通りに変更できそして例えば平織りの原理によるある既知の織り方を模倣することができる。このように構成する目的は管状本体に必要な安定性を与えることである。仮りに可撓性の管状本体の要素の数を n とすると、 n を約10からそれよりも大きい数、例えば約50までの範囲内で変更することが好ましい。管状本体の要素は対称に配置され、すなわち各々の巻きの方向の要素の数を $\frac{n}{2}$ とすることが好ましい。これに関連して、管状本体の要素の数については、常に管状本体の支持作用を維持するようになった要素が得られるようにしなければならないことを考慮すべきである。要素の数 n は管状本体の直径、要素の直径、要素の材料またはその他の因子により選択される。極めて一般的に述べると、所定の要素材料で構成された管状本体の直径が大きくなる程、管状本体の必要な安定性を与えるためにより多数の要素を使用すべきである。

本発明による可撓性管状本体は生体の血管または同様な器官の経体内管路の移植のための人工器官として使用するために極めて適していることが判明した。この管状本体は組織の中の所定位置に収縮状態、すなわち直径を減少させた状態で挿入される。本発明による管状本体は所定位置に挿入された後に拡張され、そして負荷されていない状態で管状本体の直径が周囲組織の直径よりも若干大きく選択されていれば自動固定により所定位置に拡張状態に維持することができる。その結果、内壁部に

(6)

管状本体に該本体が半径方向に拡張した位置を占める傾向を生ずる性質を与える別の方法は要素を交叉位置において好適な態様、例えばある型式の溶接、にかかわりによる接合またはそれらに類似の方法で相互に取りつけることである。

可撓性の管状本体を形成する要素は薬学的に相容しうる物質例えばプラスチックまたは金属で製造すべきであり、そしてこれらの要素は好適な弾性ととともに所定の弾力または剛性を保持すべきである。これらの要素は単繊維（モノフィラメント）例えばポリプロピレン、ダクロンまたはその他の好適なプラスチックで構成するかまたは複合材料で構成することができる。これらの要素はまたある好適な薬学的に相容しうる金属例えばスチールから製造することができる。

管状本体のスレッド要素の自由端部はいくつかの方法で改造または保護することができる。自由端部が全くない別の態様は管状本体全体を一つの凝集性要素として構成する別の方法である。これと最も密接に関連する別の態様は長いストリングを切断することにより得られた管状本体の自由端部が好適な態様、例えば熱溶接、にかかわりによる接合またはそれらと同様な方法により対をなして要素の端部に取りつけられたU字形部材に連結される場合である。このようにして、同じ巻き方向の要素または反対の巻き方向の要素を互いに2個ずつ取りつけることができる。

(5) 特表昭59-500652(3)

対して所定の恒久的な係合圧力が作用して良好な固定状態が確実に得られる。

この移植方法は非拡張人工器官を使用する既知の移植技術よりも極めて簡単でありしかもリスクが少ない。例えば移植部位から所定距離において血管の腔部を通して挿入された半径方向に収縮した人工器官が従来行われてきた置き換えられる器官の部分の除去を必要としないで固定される。このようにして、血液の流れは短い時間を必要とする移植の間ですらも維持することができる。この人工器官は血管に適合する必要がなく、そして挿入してから数日経過後この人工器官は自然の組織の成長により体に固定され、そして数ヶ月経過後、組織の成長が完了し、その結果、人工器官の内壁部は新しい自然の組織により蔽われる。

この可撓性管状本体はいくつかの方法で半径方向に拡張させることができる。多くの理由から、管状本体が単独で半径方向に拡張しかつ負荷されていない状態に入る性質を有していることが好ましいことが判明した。管状本体の拡張状態はスレッド要素の固有の剛性により左右されるが、生体のマントル面に関連して配置されかつ該マントル面に沿って軸線方向に延びる弾性ストリング、バンドまたは膜により制御することも可能である。これらのストリング、バンドまたは膜はそれらの弾性により管状本体を軸線方向に牽引し、すなわち管状本体を拡張状態に保つ。

(7)

これらの実施態様に代わる実施態様はストリング切断前に材料のまわりのリングの中の交叉点を一緒に溶接し、その後溶接部位に隣接ししかも該溶接部位の外側に切断することである。そのときに溶接領域の外側に延びる端部は例えば制御された加熱によりプラスチックを軽度に変形させることにより管状本体の内部に向かって内方に折りたたむことができる。さらに別の方法はスレッド要素の自由端部を曲げてループを形成することからなっている。

前述したように、本発明による管状本体はいわゆるグラフトとして使用するために好適である。この場合には、管状本体はグラフトとしての機能を発揮することができる。すなわち、もしも管状本体がそれら自体により所望の密度および多孔性を与えるような性状の要素で構成されていれば、管状本体がグラフトとしての機能を発揮しそれにより複数の要素を重合繊維（ポリフィラメント）物質またはそれと同様な物質で構成することができる。所望の密度を管状本体に与える要素自体の別の態様は管状本体にある種類の表面層、例えばプラスチックまたはその他の好適な材料の表面層を適用することである。交叉点はこのような表面層を適用することにより前述したように同時に固定して管状本体が拡張位置を占める傾向を生ずるようにすることができる。

別個のスリーブまたは膜を管状本体の外側または内側にまたは該管状本体と合体して配置することもできる。

これは管状本体と一端に接続可能な管状本体を屈曲する多孔性ウェブのストッキングにより形成することができる。この場合には、ストッキングはウェブの伸縮性によりまたは重なり合うように折りたたまれることによりまたは別の方法、例えば複数個のスレッド要素からの管状本体と同じ取囲により形成されることにより管状本体に対して該管状本体の拡張とともに屈曲可能である。また、ある形態のトリロット型製品または巻絡線織物の使用を考へることもできる。このように別の材料を使用する場合、火災の管路またはそれと同様な部分に適用するときはこの別加の材料を正しい位置に巻絡するように管状本体に対して軸線方向に固定することが好ましい。

管状本体の伸縮は該管状本体を延長または短縮するようにある手段を備えた装置により行うことができる。このように手段は多数の方法で設計することができ、例えば管状本体の両端部を互いに軸線方向に移動させてその位置を連続的であるように構成することができる。この装置は管状本体の両端部を把持しかつ両端部を互いに軸線方向に移動しうる把持部材を備えるべきである。これらの把持部材は管状本体を所望の位置に適用した後把持しうるように構成してそれにより管状本体を除いた位置を両端部から取り外すことができるようにすべきである。またこの装置は、別の形態として、内部に管状本体を収縮状態で配座するように構成された可撓性ケーブルと、拡張状態の管状本体を所望の位置に適用するよ

うに押し出すことができる作動部材とを備えることができる。

その他の特徴は添付した請求の範囲から明らかである。

例

以下に本発明を添付図面に開示して実施態様により説明する。ただし、本説明はこれらの実施態様に限定されるものではない。これらの実施態様は添付図面に例示してある。

第1と図および第1B図は本発明による可撓性管状本体の側面図および端面図をそれぞれ図式的に示し、第2A図および第2B図は第1図に示したのと同一の管状本体を収縮状態で示し、第3図および第4図は管状本体の1個の分離したスレッド要素を示し、管状本体はそれぞれ収縮状態、拡張状態で示してあり、第5図は本発明による管状本体を組みこんだ装置体を図式的に示し、第6図は第5図の装置体の一部分を拡大図で示し、第7図は管状本体の別の実施態様を示し、第8図は組み合わされたグラフトおよびフィルタとして設計された管状本体を示し、第9図は動課題に適合したグラフトとして使用された管状本体を示し、第10図は人工器官の断面図および第11図は本発明の人工器官を操作するための別の装置体を図式的に示している。

第1A図および第1B図には、全体を符号1で示した円筒形の管状本体の形成の人工装置の一例を示してある。

図

第1A図から明らかのように、管状本体1のマントル表面は複数個の個々のスレッド要素2, 3または2a, 3a帯により形成されている。これらの要素のうち、要素2, 3等は管状本体1の中心線7を共通の軸線として有する相互に軸線方向に重なり合った螺旋形に延びている。その非の要素2a, 3aは反列の方向に螺旋形に延び、従つて要素2, 3, 2a, 3aは第1A図に示したように互いに重なり合つた方向に延びている。

このように構成された管状本体の直径は管状本体の両端部を中心線7の方向に互いに軸線方向に位置させれば変更することができる。第2A図には、第1A図による管状本体1の直径がその両端部8, 9を矢印の方向に互いに離れるように移動させるとともに減少せしめられる状態を例示してある。第1B図は拡張状態にある管状本体の直径を示し、一方第2B図は図8, 9を互いに離れるように移動させた後の収縮状態の管状本体1の直径を示している。

第3図および第4図は第1図および第2図に示した図材の断面を示し、さらに詳しく述べると、管状本体1の単一のスレッド要素を示しかつ管状本体1の螺旋形がその長さの变化とともに変化する状態を示している。

第3図には、第2A図の要素10に相当する個々の要素10を示してある。つまり要素の直径は10であり、また要素の長さも10である。第4図には、管状本体が第1A図に示した状態に拡張せしめられた後の同一要素10が

図

示してある。つまり要素の直径はこの場合に増加し、そして符号12で示してあり、一方長さは減少し、そして符号12で示してある。

管状本体1はいくつかの方法で拡張させることができる。前述したように、管状本体が本来収縮されている状態から半径で拡張位置を占める位置を有していることが好ましい。この明細書では、「拡張位置」なる用語は管状本体の半径方向の拡張、すなわち管状本体1の直径が大きい状態を示している。自己拡張性は管状本体1のマントル表面に平行にかつ軸線方向に延びるストリングまたはバンドを設けることによつて得られる。このような装置態様の一例を第7図に示してあり、管状本体1が軸線方向のストリングまたはバンド11を備えている。これらのストリングまたはバンド11は弾性材料で好適に形成され、そしてこれらのストリング、すなわち、バンドは管状本体1の要素に好適な態様でしかも管状本体が拡張した状態にあるとき固定される。さて、もしも管状本体1がその両端部を互いに離れるように移動することにより軸線方向に伸張せしめられると、弾性ストリングまたはバンド11が伸張せしめられる。管状本体1から張力を除去すると、弾性ストリングまたはバンド11が管状本体1を軸線方向に収縮し、その結果、管状本体1の直径がそれ以前に回復して増大する。

管状本体1には、前述したように、図10の、6(第1図)において要素2, 3符号および2a, 3a等を固定する

ことにより拡張位置を占める同じ傾向を付与することができ、この作用を与える別の方法は管状本体の少くとも両端部に取りつけられる例えば薄い弾性体からなる内筒または外側の管状弾性部材を設けることである。

第5図には、例えば血管の所望された部位において管状本体20を収縮状態および拡張状態で挿入可能にするための全体を符号18で示した装置を例示してある。管状本体20は装置18の前側管状部分19を覆繞しかつその両端部が把持部材24および22に取付けられている。装置18の前側管状部分19は可撓性の管状部材21を介して作動部材24に連結されている。把持部材21および22は作動部材24の作動要素25,26および27により所望の距離に制御することができる。

第7図には、管状本体20が収縮状態にある装置18を例えばダブリン図28で示した血管の中に挿入する状態を簡略的に示してある。作動装置26が点ダブリン線で示した位置29まで前側に移動せしめられるときに把持部材22がそれに対応して点ダブリン線30で示した位置30まで後退せしめられるように作動部材24が把持部材22に連結されている。その結果、管状本体20の端部は位置22から位置30に移動せしめられる。一方、この場合には管状本体20の他方の端部は位置21に保持されている。同時に、管状本体20の前進が増大し、そしてその端部が位置30に到達したときに、管状本体20が拡張せしめられて血管の内腔と接触し、点ダ

ブリン線で示した位置31を占める。管状本体20の両端部は依然として部材24,22により保持されているので、拡張状態の管状本体20は屈曲のような形状になる。

作動部材27もまた例えば管状部材23の中心延びるワイヤの一部分により把持部材22に連結されている。このようにして、位置30における把持部材22を伸縮部材の軸線方向の位置により操作して管状本体20の端部を収縮させることができる。同様に、把持部材21に連結された作動部材25は伸縮部材を軸線方向に位置せよることにより管状本体20の他端部を把持部材23から収縮させることができる。それにより、弾性体20の両端は互いに互いに相対する方向に移動せしめられて拡張し、そして人工器は血管の内腔で拡張した円筒形の形状になる。

第8図には、装置18の前側管状部分19の構造をさらに詳細に示して拡大して示してある。管状本体20の両端部2および3は外側の可撓性チューブ35の内側に同心状に延びる薄い壁部を有する可撓性のチューブ34を露出している。これらの2個のチューブ34,35は第5図において管状部材23を形成している。内側チューブ34の端部には、環状部材36が設置されている。環状部材36の中心は、チューブ20の端部2が位置せよっている。チューブ20の端部3は同様に環状部材37の中に挿入されている。環状部材37は環状部材36をもち、リングにより圍繞されたチューブ34に對し

て軸線方向に位置することができ、チューブ34の端部には、内側把持部材、すなわち、ラッチ38が設けられている。把持部材38は環状部材36にラッチ38は環状部材38の先端が鋭角な端部39を有している。この端部39はチューブの端部34の穴を通して半徑方向に外方に延びている。前部39はリング40により半徑方向に移動することができる。リング40は軸線方向に移動できかつチューブ34の内側に配置されている。リング40はワイヤ41に連結されている。ワイヤ41は軸線方向に位置することによりラッチ38を半徑方向に移動することができる。第9図には、ラッチ38はその尖った端部39が管状本体20の端部32を貫通しかつ環状部材32を所望位置に維持するよう位置で示してある。

別のラッチ42は同様な状態で管状本体20の端部35をその尖った端部43により外側から保持するために配置されている。チューブ35の外側に取りつけられたこのラッチ42はリング44により半徑方向に移動することができる。リング44はチューブ35のまわりに配置されかつチューブ35および35の間に延びるケーブル45に取り付けられている。第10図においては、ケーブル44および45は作動装置25および27のそれぞれに連結されている。

取り付けられかつ軸線方向に延びる管状本体20が半徑方向に拡張した後には装置の端部の部分から収縮されるときに、この管状本体の収縮は作動部材25および27

を介してケーブル44および45を経てリング40および44を作動させてラッチ38および42をせよることにより管状本体20の両端部からラッチ38および42の尖った部分39,43を収縮することによつて起る。そして、管状本体20の端部32および35は装置の管状部分19の軸線方向の位置により拡張される。第9図から明らかなるより、装置の両端部はリング36に取り付けられかつスナッチケーブル41により保持される。

前述したように、この拡張しうる管状本体は外科手術においていくつかの用途に使用される。例えば第11図に示した血液循環では、管状本体は血管等の腔部を支持するために利用することができる。第9図には可撓性の管状本体の変型状態を例示してある。この変型状態においては、管状本体は円筒形の円形部分55からなっている。円形部分55はその一端部において変形して何様にメレンド要素から形成された先端部分56をもち環状部43に形成している。この装置は血液腔を防止するためのふさいだはワイヤとして使用するために好適であることが判明した。第8図に示した装置は血管の細胞層の挿入を防止する目的のために血管、例えば下大静脈の内腔の所望の位置に適用することができる。前後端を維持する目的のために血管の内腔に適用するようにつたてられられているワイヤ装置は尖った端部またはラッチまたはそれと同様の部材により血管内に恒久的に取り付けら

れ、フィルタの位置の修正または除去は不可能であるという不都合を有している。このような装置の一例は米国特許第3,540,413号明細書に記載されている。本発明による装置は昇降装置に精密で大静脈の中心部を挿入することができ、そして今日同じ目的のために外科手術に使用されている既知の装置の場合のように閉鎖する血管等の腔を損傷する危険を全く伴わない。

第9図は、グラフとして使用するための本発明による管状本体を示してある。この場合には、管状本体55は第1図および第2図に示した実施態様よりも構造を単純化している。この構造は第1図の支持メンバー要素2, 3等、2a, 3a等間に弾性ヤーを挟みとむことにより得られる。このようにして、多孔性が形成された装置が得られる。この多少とも多孔性の要素を有する管状本体は一種の拡張性グラフであり、そして種々の用途に使用される。

第9図に示した用途においては、管状本体55が血管の壁の広がりや形状の動脈瘤がある大動脈56の中に移動される。拡張しうる本体すなわちグラフ55を大動脈の損傷部位から所定の距離に挿入され、次いで動脈瘤の真中に配置することができるといふ事実から、動脈瘤が潰瘍され、従つて動脈瘤を手術により除去する必要がない。第9図では、大動脈が円形の血管であることを示している。それ故に、この場合の装置はグラフの形状の人工血管が器具により例えば第9図に示して挿入さ

れることである。グラフすなわち本体55は所定位置に位置された後に拡張せしめられる。大動脈が円形であることから、外科手術の技術は次の通りである。

第5図によるグラフ55の前後図35が大動脈の中に移動操作時に占める位置よりも若干奥の方に挿入される。この位置59は第9図に点ダッシュ線で示してある。第5図による前後方向に延びたグラフ55の他方の端部22は半座方向の拡張前に第9図の位置60に相当する最奥位置に位置される。大動脈のこの部分はその上流側に見られるような動脈瘤の前方の部分の直径よりも若干小さいので、人工血管は拡張60の直径に適合した寸法よりも大きく拡張することはない。しかしながら、これは器具の前端によりグラフ55の他方の端部を位置59から位置50に移動してそれによりグラフのこの端部を十分に拡張させて血管壁のこの部分と適合させることにより既知される。

第11図には、管状本体を拡張するために使用される装置の別の実施態様を示してある。

この装置は収縮した状態の管状本体を例えば血管の中に挿入し、次いで管状本体を血管の中に位置されたときに拡張させるようになつた可撓性の器具を構成している。器具の構成部分は外側の可撓性チューブ61と、同心状に配置された円筒状可撓性の内側チューブ62とからなつてゐる。外側チューブ61の一方の端部には、作動部63が配置されている。内側チューブ62の両端

部には、別の作動部64が取り付けられている。このように構成することにより、内側チューブ62は外側チューブ61に対して軸方向に位置させることができ、内側チューブ62の他方の端部には、ピストン65が取り付けられている。ピストン65は移動時に外側チューブ61の内腔部に沿つて進行する。

この器具を使用するとき、収縮状態の管状の拡張しうる本体62が先づチューブ61の中に配置され、そして内側チューブ62がピストン65と共に外側チューブ61の遠側部分66の中に配置される。ピストン65の出力位置は第11図にダッシュ線で示してある。このようにして、出力位置において、チューブ61の部分に収縮した管状本体62が充填される。

移動中、この装置の可撓性管状部分が移動を行つた後に閉塞された血管の部位に挿入される。次いで部64が矢印67で示した方向に移動され、拡張した管状本体62がチューブ61の端部70を過ぎして押し出され、端部70から出た管状本体62の部分が拡張位置71を占めるまで拡張しそれにより管状本体62が血管壁72の内側と適合せしめられる。第11図では、管状本体62, 71は簡単に図示するために二つの断片図影の影として示してある。拡張した本体62が血管壁72と適合する範囲まで、部64を矢印73の方向に移動させることによりチューブの端部70が移動せしめられる。収縮した管状本体62は拡張した本体の一端部を押圧するピスト

ン65により移動せしめられる。このようにして、管状本体62は部64および65を同時に反対の方向に移動させることによつて行われる。この場合、部64の位置は部65の位置よりも大きくする。収縮した本体62がチューブ61から十分に押し出されたときに拡張が終了し、そして器具を操作位置から除去することができ、

第11図による実施態様の構造の細部が図7に簡単にありかつ高い詳細度で操作できるという大きな利点を有している。図示の器具はまた非常に小さい直径を有するらせん形部材を移動するために好適である。一例として、拡張したスレッド要素からなる管状の拡張しうる本体により実施を行つた後、管状本体の収縮時の直径が直径24でありそして拡張時の直径が64であつたことを述べることもできる。また、より小さい直径の拡張した本体を移植することにも十分実用される。第11図による器具はまた非常に大きい直径を有するグラフの形状の管状本体を移植するために有利に使用することができる。

長い本体を移植する場合に、チューブ61の中の本体の位置に対する位置が小さくなり過ぎることが考えられる。この場合には、チューブ61の前後図におけるピストン65を可撓性ジョイントラッチで移動することが好適であるかもしれない。可撓性ジョイントラッチはチューブ62が矢印68の方向に前方に移動せしめられるときに管状本体62の内側と適合して管状本体の前方に移動させるように作動する。チューブ62が矢印73の

方向に任意的に移動せしめられるときにラジヤが開放される。このようにして、管状本体49はチューブのポンプのような作用により前方に移動させることができる。

図11に示した異なる部分の多くの実施態様も考えられる。従つて、例えば外科医にとつては都合よくおよびる4の間の相対運動を機械的に制御することにより移動を簡単にすることができる。

管状において膨張を収めることができるようにするためには拡張しうる管状本体がある弾性を有することが絶対に必要である。例えば管状本体が血管を開いた状態に保つために挿入されるかまたは血管の人工器官として移植されるときに、管状本体は生体の血管の弾性に可能を限り類似した弾性を有すべきである。管状本体は器官が膨力および膨張している問題となる諸管例えば血管に対して固定された状態に保たれなければならない。管状本体はまた同時に例えば血液の移動または手足の曲げに抵抗するために十分な弾性を有するように伸縮方向にかつ軸線方向に弾性を有していなければならない。管状本体は例えば外圧を受けているときにもその形状を維持するように十分な剛性を有しておりかつ内圧に耐えるために十分な強度を有していなければならない。

これらの性質を得るために、弾性の弾性係数に對する管状本体のスレッド要素の材料および寸法を注意して選択しかつ適応させることが好適である。スレッド要素の材料が組織と適合し、すなわちとりわけ摩擦係数を最小

それに対応した変形の变化曲線をグラフにプロットしてある。またこの曲線に沿つて管状本体の直径の函数としての角度 α をプロットした。

図12図から理解されるように、相対的な直径の減少は伸びのプロセスの開始時には小さく、そして伸びが出発位置を示す400 μ であるときに90 μ の直径まで減少する。出発位置では、角度は約160°に近い。200 μ の伸びにおいては、直径の減少が75 μ であり、そのときに對する角度は100°である。直径の減少は伸びの増加につれて加速する。従つて、伸びが250 μ から300 μ に増加すると、直径の減少は50 μ から80 μ に減少する。すなわち伸びが比較的に小さいときに、比較的大きな直径の増加が起る。この範圍内では、角度は約70°から40°まで減少する。前述したように、ある場合には、拡張した管が第10図の曲線においてできる限り左方の位置を占めることが望ましい。すなわち角度 α はできるだけ大きくすべきである。移植された管は前述の圧力と血管壁に係合して固定された状態に保たれなければならないので、移植材料の直径は自由に拡張したときの直径よりも小さくなければならない。

本発明による拡張しうる本体を血管またはその他の管状器官の中に移植するためには使用する場合、必要とされる力は例えば螺旋の交叉スレッド要素に固定された伸縮方向に延びる弾性ストリングのより弾性装置により与えることができる。弾性装置がスレッド要素に固定され

にし、無毒性でありかつ細胞の生長を可能にする場合は必要條件に加えて、材料が弾性かつ弾性を有し、しかも伸縮の有量か範囲まで可変変形しないことが一般的にいへよう。この材料は例えばポリエチレン、ポリウレタン、ポリカーボネート、ポリサルファイド、ポリプロピレン、ポリエチレン、ポリエポキシ、ポリアセチレン、銀の単結晶(モノクリスタル)とすることが出来る。単結晶の直径は好ましくは0.1-0.5 μ の範囲内にあるべきである。

ある場合には、管状本体が拡張されるかまたは屈曲や捻じれにあるかまたは無負荷に近い状態にあるときに管状本体のスレッド要素の例、例えば、第10図のスレッド要素2および2'の間の角度 α がとりわけ上記の必要條件を満たすために十分に大きいことが好適であることが判明した。角度 α が大きい程、外圧をうけているときの管状本体の安定性が高いことが判明した。Cの図から理論的な角度は160°であるが、この角度は実際には得られない。第10図に示した角度は約160°であり、これは通常上値に近い。

管状本体の直径を収めるためには、前述したように、管状本体の両端部を互いに相対して軸線方向に延びさせることが必要である。第10図には、この移動の間の一般的な關係を示してある。管状本体の両端部を互いに離れるように移動させるときに示した該本体の直径の変化を軸線にプロットし、そして伸びとして表わされる

るときに大きい角度 α を選択することにより、前述した要求条件を簡単に満たすことができる。

角度 α の値を小さくすることが望ましい理由は人工器官の弾性が角度の減少により減るからである。例えば、伸縮方向に外圧を受けているときには、変形に対する抵抗が小さく、そして人工器官と血管壁との間の局部的な軸線方向の摩擦が起り、その結果変位位置における組織の生長を阻害するおそれがある。角度 α を高い値に選択するもう一つの理由は高い拡張比すなわち拡張したときの管体の直径と収縮状態での本体の直径との比が高いことが好望されるからである。例えば2から3までの比を算するためには、角度 α は約120°を超えるべきである。角度 α の選択はまた人工器官のスレッド要素の材料によつて左右される。プラスチック材料が選択された場合、角度 α が小さ過ぎると、伸縮方向の弾性が過大になる。しかしながら、あるその他の場合、例えば、かなり大きい伸縮方向の屈曲が所望される場合には、小さい角度 α を選択することが望ましいかもしれない。

図12図から、大きい角度 α を使用すると非常に管状本体を大きく拡張させるなければならないことは明らかである。小さい直径の課題を通して組織内管腔的移植を可能ならしめるために、大きい角度 α から出発する伸びはかなり大きく、300 μ およびそれ以上になりうる。

例えば血管を開いた状態に保持するために例えば管造人工器官または同様の装置を移植するときに、一般的に

は血管管壁に作用する圧力が少くとも約100mmHgに達することが望ましい。また、通過してはならない最高圧力がある。この最高圧力は場合により変化するが、血管の人工器官として使用されるときは約500~1000mmHgを越えてはならない。もしも所望の圧力が長手方向に延びる弾性部材または弾性スリーブまたは膜により与えられるとすれば、固定のために必要の圧力は右側を大きい角度を通過したときに合理的な力によって与えられる。従つて、計算は血管人工器官と通過する血管壁との間の円筒状円筒接合部においても角度 α が150°~170°であるから計算を行つたために数ニュートン(〜0.1~0.2kp)の接合的力が必要であることを示している。Cの事例はまた外圧を受けている移植された人工器官の位置のリスクを減少させることに寄与する。その理由は移植する組織力がこのような位置を阻止するため十分であるからである。しかしながら、もしも角度 α が例えば45°であるとするれば、約10~20ニュートン(1~2kp)の力が必要になり、これは實際には不利である。

本発明の人工器官が適用されたときに十分な強度でありかつ必要な強度を行つたように作動するための、必要な強度を生ずる弾性材料についてこのような必要條件を満たされなければならない。この材料はまた本体のスレッド要素への容易な結合を生じ、そして容易な移植のために生化学的に相容可能でなければならない。従つて、この材料は低い弾性係数を有し、そして少くとも

きる。膜はまた交した点において相互に付着され、そして膜は例えば膜の厚さおよび断面を好適に調節することにより所望の多孔性を有するよう構成することができる。移植されたチューブは本体を調節するかまたは本体の内部に取りつけることができる。また、別の態様として、チューブを調節するときに、本体のスレッド要素をチューブの材料と好適に結合させることができる。

血管用人工器官に所望の強度を与えるために、PURのバンドは好適な多孔性の膜材料と組み合わせることができる。この多孔性膜材料は本体のスレッド要素の間に配列された単線状(モノフィラメント)または多線状(コルファイラメント)で構成するかまたは好適したように調節された多孔性の弾性膜で構成することができる。

ある場合には、本体を交差するバンド、スリーブまたは膜を例えばポリラクチドおよび/またはポリウレタンのような生化学的に崩壊可能な物質から製造することが好適であるかもしれない。

本発明の原理を適用した実施態様の例(ただしこれらの例に限定されるものではない)を以下に記載する。

- 例 1 血管用グラフト
- 拡張時の直径 20mm
- 角度 α 60°
- 長さ 100mm
- 直径75mm~100mmの範囲内で大動脈の中に

250~300mmまでの伸びにおいて力と伸びとの間に直線的な関係を示すべきであり、また必要なヒステリシスを保持してはならない。

本発明による拡張しうる本体を製造するために使用するのに好適であると判明した上記の必要條件を満たす一群の弾性体がある。このような弾性体はセグメントポリウレタン(PUR)と呼ばれる物質の群の中に包含されている。セグメントポリウレタンのいくつかはペンタン(フンダクション)、ピオマー(エチコン)、エスタンダンドリンチのような商品名で市場されている。これらの物質は好適な溶剤中で溶解して溶液を形成することが出来る。これらの溶液から、本体の骨格を形成する螺旋形の支持スレッド要素に取りつけるための薄い弾性バンドまたは薄肉チューブを調製することが出来る。

本発明による人工器官をいわゆるグラフトまたは血管用人工器官として使用する場合は、人工器官の設計は前述したように多孔性でありかつ高く、そして組織に適合すべきであり、かつ自然の組織、とりわけ、新陳代謝膜(neoelasma)の成長を可能ならしめるように構成されるべきである。セグメントポリウレタン(PUR)もまたかかる膜を形成するために好適に使用される。その理由は膜の性質を組織に高い弾性を有する膜の必要条件と組み合わせることが出来るからである。このように膜はPURの溶液から押出しにより形成されたセグメントPURの繊維からなる薄いチューブの形態に調製することがで

移植するための好適である。

移植前の最小の直径 8mm

合計の伸び 約300%

固定のための計算された軸方向の力0.1kpが0.15mmの厚さ、気孔サイズ15~50mmを有する微孔性の弾性PUR膜によって与えられた。スレッド要素の材料: 0.15mmの直径を有するポリエスチル繊維

要素の数 $n=72(2 \times 36)$

例 2 実症に対する血管用人工器官

拡張時の直径 6mm

角度 α 100°

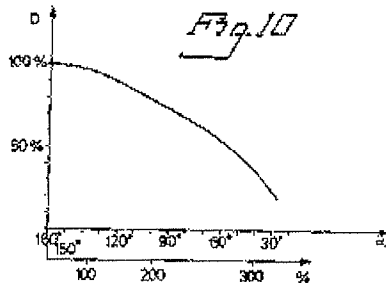
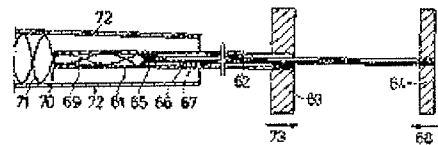
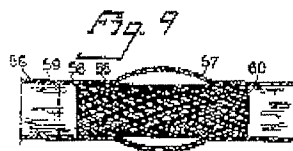
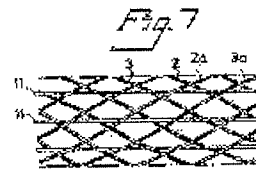
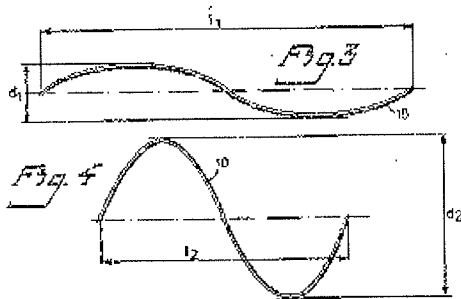
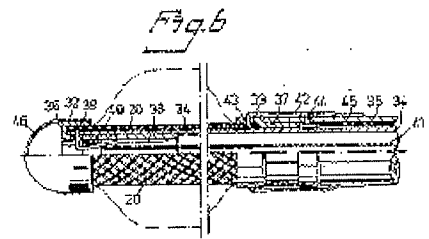
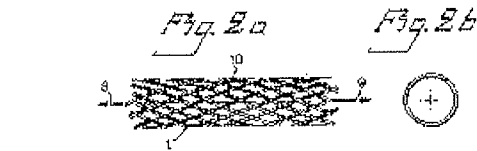
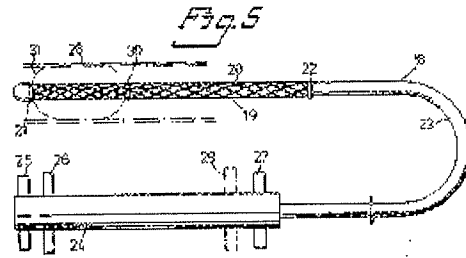
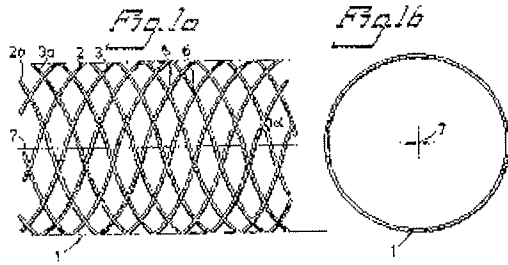
長さ 200mm

4~5mmの直径範囲内で好適に移植。

合計の伸び 250%

拡張のための軸方向の力0.08kpが各々が1.5mmの幅および0.5mmの厚さを有する4本のセグメントポリウレタンの弾性バンドにより与えられた。

スレッド要素材料: 0.07mmの直径を有しかつ要素の数 $n=54(2 \times 27)$ であるポリプロピレン繊維。



[illegible]

1. ☒ **OBSERVATIONS WHERE GERMAN CLAIMS WERE FOUND UNRELIABLE**
 2. ☒ **RELIANCE ON GERMAN COOPERATION AND THE AMBASSADOR'S INTERVIEW WITH GERMAN CLAIMANTS**
 3. ☒ **OTHER COMMENTS**
 4. ☒ **OTHER COMMENTS**
 5. ☒ **OTHER COMMENTS**
 6. ☒ **OTHER COMMENTS**
 7. ☒ **OTHER COMMENTS**
 8. ☒ **OTHER COMMENTS**
 9. ☒ **OTHER COMMENTS**
 10. ☒ **OTHER COMMENTS**
 11. ☒ **OTHER COMMENTS**
 12. ☒ **OTHER COMMENTS**
 13. ☒ **OTHER COMMENTS**
 14. ☒ **OTHER COMMENTS**
 15. ☒ **OTHER COMMENTS**
 16. ☒ **OTHER COMMENTS**
 17. ☒ **OTHER COMMENTS**
 18. ☒ **OTHER COMMENTS**
 19. ☒ **OTHER COMMENTS**
 20. ☒ **OTHER COMMENTS**
 21. ☒ **OTHER COMMENTS**
 22. ☒ **OTHER COMMENTS**
 23. ☒ **OTHER COMMENTS**
 24. ☒ **OTHER COMMENTS**
 25. ☒ **OTHER COMMENTS**
 26. ☒ **OTHER COMMENTS**
 27. ☒ **OTHER COMMENTS**
 28. ☒ **OTHER COMMENTS**
 29. ☒ **OTHER COMMENTS**
 30. ☒ **OTHER COMMENTS**
 31. ☒ **OTHER COMMENTS**
 32. ☒ **OTHER COMMENTS**
 33. ☒ **OTHER COMMENTS**
 34. ☒ **OTHER COMMENTS**
 35. ☒ **OTHER COMMENTS**
 36. ☒ **OTHER COMMENTS**
 37. ☒ **OTHER COMMENTS**
 38. ☒ **OTHER COMMENTS**
 39. ☒ **OTHER COMMENTS**
 40. ☒ **OTHER COMMENTS**
 41. ☒ **OTHER COMMENTS**
 42. ☒ **OTHER COMMENTS**
 43. ☒ **OTHER COMMENTS**
 44. ☒ **OTHER COMMENTS**
 45. ☒ **OTHER COMMENTS**
 46. ☒ **OTHER COMMENTS**
 47. ☒ **OTHER COMMENTS**
 48. ☒ **OTHER COMMENTS**
 49. ☒ **OTHER COMMENTS**
 50. ☒ **OTHER COMMENTS**
 51. ☒ **OTHER COMMENTS**
 52. ☒ **OTHER COMMENTS**
 53. ☒ **OTHER COMMENTS**
 54. ☒ **OTHER COMMENTS**
 55. ☒ **OTHER COMMENTS**
 56. ☒ **OTHER COMMENTS**
 57. ☒ **OTHER COMMENTS**
 58. ☒ **OTHER COMMENTS**
 59. ☒ **OTHER COMMENTS**
 60. ☒ **OTHER COMMENTS**
 61. ☒ **OTHER COMMENTS**
 62. ☒ **OTHER COMMENTS**
 63. ☒ **OTHER COMMENTS**
 64. ☒ **OTHER COMMENTS**
 65. ☒ **OTHER COMMENTS**
 66. ☒ **OTHER COMMENTS**
 67. ☒ **OTHER COMMENTS**
 68. ☒ **OTHER COMMENTS**
 69. ☒ **OTHER COMMENTS**
 70. ☒ **OTHER COMMENTS**
 71. ☒ **OTHER COMMENTS**
 72. ☒ **OTHER COMMENTS**
 73. ☒ **OTHER COMMENTS**
 74. ☒ **OTHER COMMENTS**
 75. ☒ **OTHER COMMENTS**
 76. ☒ **OTHER COMMENTS**
 77. ☒ **OTHER COMMENTS**
 78. ☒ **OTHER COMMENTS**
 79. ☒ **OTHER COMMENTS**
 80. ☒ **OTHER COMMENTS**
 81. ☒ **OTHER COMMENTS**
 82. ☒ **OTHER COMMENTS**
 83. ☒ **OTHER COMMENTS**
 84. ☒ **OTHER COMMENTS**
 85. ☒ **OTHER COMMENTS**
 86. ☒ **OTHER COMMENTS**
 87. ☒ **OTHER COMMENTS**
 88. ☒ **OTHER COMMENTS**
 89. ☒ **OTHER COMMENTS**
 90. ☒ **OTHER COMMENTS**
 91. ☒ **OTHER COMMENTS**
 92. ☒ **OTHER COMMENTS**
 93. ☒ **OTHER COMMENTS**
 94. ☒ **OTHER COMMENTS**
 95. ☒ **OTHER COMMENTS**
 96. ☒ **OTHER COMMENTS**
 97. ☒ **OTHER COMMENTS**
 98. ☒ **OTHER COMMENTS**
 99. ☒ **OTHER COMMENTS**
 100. ☒ **OTHER COMMENTS**

Federal Bureau of Investigation			
13. DOCUMENTS CONSIDERED SOME ASSISTANT (CONTINUED FROM THE SECOND SPREAD)			
Document	Document Description	When Received, Date of Release	Reference to Other Documents
A	FR, A, 2 333 687 (PHONE-POULIC INDUSTRIES) 3 July 1977		1-11
A	FR, A, 2 392 709 (PHONE-POULIC INDUSTRIES) 22 December 1970		1-11
A	WD, A1, 80/01060 (AS TEST) 24 July 1980		2-11
A, P	WD, A1, 82/01647 (P L KASTED) 27 May 1982		1-11

平成 2.11.20 発行

手 続 補 正 書

平成 2 年 3 月 14 日

特許庁長官 吉 田 文 毅 殿

1. 事件の表示

昭和 58 年特許願第 501556 号

2. 発明の名称

伸縮可能な管状本体を備えた人工関節

3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

住所 スイス国セーアンシム-1001 ローザンヌ、カース
ポストル 549

名称 メダングアン・ソシエテ・アノニム

4. 代理人

住所 東京都千代田区麹町3丁目2番地(麹町第一ビル)
電話 (261) 2022

氏名 (8793) 池 藤 辰 男 (外1名)

5. 補正命令の受付 (当選)

6. 補正の対象 明細書の特許請求の範囲および発明の
詳細な説明の欄



特許法第17条第1項又は第17条の2の規定
による補正の掲載

昭和 58 年特許願第 501556 号 (特表昭 59-
590652 号、昭和 59 年 4 月 19 日発行公衆特許
公報) については特許法第17条第1項又は第17条の2
の規定による補正があったので下記のとおり掲載する。

Int. Cl. ⁸	識別 記号	庁内識別番号
A61F 2/04		7003-4C
2/06		7003-4C

7. 補正の内容

- 1) 特許請求の範囲を別紙のとおり修正します。
- 2) 第4頁第16行の「すべきである。」の後に以
下の記載を加えます。

「2個またはそれ以上の管状体が互いの頂部に
同心的に配列されて本体に嵌着された安定性を
与える。これは小直径のスレッド要素を使用す
る場合をして／または要素の数が小さい場合に
特に有用である。」

以 上

請求の範囲

- 1) 本体の両端部を相互に相対して軸線方向に移動
させることにより変化する断面を有しかつ
複数の個々の剛性でありしかも可撓性のスレ
ッド要素(2,3等、2a,3a等)から構成された可撓
性の管状本体(1)を備えた経体内管路的移植の
ための人工関節であつて、前記可撓性のスレ
ッド要素の各々が共通軸線としての管状本体の中
心線(7)に対して螺旋形に延び、前記複数の
要素(2,3等)が同一方向の巻きを有しかも相
互に相対して螺旋方向に変位せしめられかつ同
様に相互に相対して螺旋方向に変位せしめられ
しかも反対方向の巻きを有する複数の要素
(2a,3a等)と交差する、経体内管路的移植のた
めの人工関節。
- 2) 交差する要素の間の螺旋方向に対して形成さ
れた角度(a)が約60°よりも大きく、そして好ま
しくは鈍角である請求の範囲第1項に記載の人

工器管。

- 3) 交叉要素(2.3等、2a,3a等)が管状本体に突出性を示えるように組みひも様形態に配列されている請求の範囲第1項または第2項のいずれか1項に記載の人工器管。
- 4) 管状本体の要素(2.3等、2a,3a等)の数が n であり、少なくとも10であることを特徴とする請求の範囲第1項、第2項または第3項のいずれか1項に記載の人工器管。
- 5) 各々の巻き方向の要素の数が $n/2$ であることを特徴とする請求の範囲第4項に記載の人工器管。
- 6) 管状本体が膜管状本体と同一空間に広がる例えばバンド(11)または弾性体を有しかつ好ましくは多孔性の膜のような弾性膜材により半徑方向に拡張した位置を占めるように構成され、前記膜が管状本体のマントル面に沿って軸線方向に延びかつ管状本体に牽引力を作用させて管状本

体を軸線方向に圧縮することを特徴とする請求の範囲第1項から第5項までのいずれか1項に記載の人工器管。

- 7) 管状本体がスレッド要素を交叉点において相互に交りつけてあるために半徑半徑方向に拡張した位置を占める領域を有していることを特徴とする請求の範囲第1項から第5項までのいずれか1項に記載の人工器管。
- 8) 管状本体の長さの主な部分に沿って管状本体と同一空間に広がる多孔性材料の膜を備えていることを特徴とする請求の範囲第1項から第7項までのいずれか1項に記載の人工器管。
- 9) 管状本体(53)がその少なくとも一方の端部において直径を縮小するように設計されそれにより適用されたときにフィルタとして作用すること
- を特徴とする請求の範囲第1項から第8項までのいずれか1項に記載の人工器管。
- 10) 開閉部材または膜が好ましくはセグメントホ

リウレタンからなる多孔性材料で構成されていることを特徴とする請求の範囲第6項または第8項のいずれか1項に記載の人工器管。

- 11) 血管用グラフトとして使用するための請求の範囲第1項から第10項までのいずれか1項に記載の人工器管。